

(19) BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENTAMT

(12) **Offenlegungsschrift**
(11) **DE 3931531 A1**

(51) Int. Cl. 5:
A 61 B 5/00
A 61 B 6/00
G 01 R 33/54

(21) Aktenzeichen: P 39 31 531.2
(22) Anmeldetag: 21. 9. 89
(43) Offenlegungstag: 5. 4. 90

DE 3931531 A1

(30) Unionspriorität: (32) (33) (31)
03.10.88 EP 88 11 6340.6

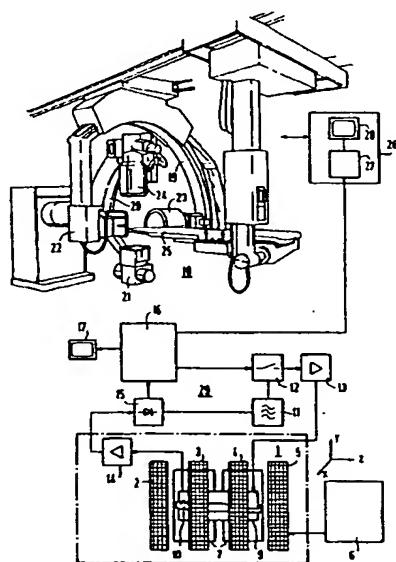
(71) Anmelder:
Siemens AG, 1000 Berlin und 8000 München, DE

(72) Erfinder:
Schittenhelm, Rudolf, Dr.rer.nat., 8520 Erlangen, DE

(54) **Medizinische Diagnostikanlage mit zwei unterschiedlichen bildgebenden Systemen**

Es soll eine medizinische Diagnostikanlage mit zwei unterschiedlichen bildgebenden Systemen (18, 29) so ausgebildet werden, daß die Bilder eines Systems (29) hinsichtlich der Wiedergabe der Details verbessert werden.

Die Bilddaten des ersten Systems (18) werden den Bilddaten des zweiten Systems (29) maßgerecht überlagert. Auf diese Weise können z. B. in einem MR-Bild feine Blutgefäße, die an sich durch die MR-Technik nicht mehr darstellbar sind, aus den Bilddaten eines Angiographiesystems (18) ergänzt werden.



DE 3931531 A1

Beschreibung

Die Erfindung geht aus von einer medizinischen Diagnostikanlage mit zwei unterschiedlichen bildgebenden Systemen sowie einem Bildrechner für jedes System.

Es sind bildgebende System bekannt, die die Darstellung sehr feiner Details ermöglichen. Ein solches System ist zum Beispiel ein Angiographiesystem zur Darstellung von Blutgefäßen, insbesondere mit Hilfe der digitalen Subtraktionsangiographie. Andere bildgebende Systeme, z. B. ein mit Magnetresonanz arbeitendes System (MR-System) oder ein Computertomograph, ermöglichen die Darstellung feiner Blutgefäße nicht. Sie ermöglichen aber durch entsprechende Ordnung der Bilddaten mehrerer paralleler Schichten des Untersuchungsobjektes eine dreidimensionale Darstellung dieses Untersuchungsobjektes.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, eine medizinische Diagnostikanlage der eingangs genannten Art so auszubilden, daß bei einem Bildaufnahmesystem, in dem feine Bilddetails, insbesondere feine Blutgefäße, prinzipiell nicht darstellbar sind, diese Darstellbarkeit trotzdem ermöglicht ist.

Diese Aufgabe ist erfindungsgemäß dadurch gelöst, daß die Bilddaten des ersten Systems den Bilddaten des zweiten Systems maßgerecht überlagert werden. Bei der Erfindung wird das insbesondere dreidimensionale Bild eines bildgebenden Systems dadurch verbessert, daß es durch das Bild eines anderen Systems, das vorher angefertigt worden ist, ergänzt wird. Auf diese Weise ist es insbesondere möglich, den dreidimensionalen Verlauf von Gefäßen in einem MR-Bild zu ergänzen. Die Blutgefäße werden an sich in diesem Bild wiedergegeben. Sie sind auch in einem durch ein Angiographiesystem angefertigten Bild enthalten, welches jedoch auch keine Blutgefäße erfaßt. Dickere Blutgefäße in einem MR-Bild können demgemäß rechnerisch der Darstellung dieser Gefäße in einem Angiographiebild zugeordnet werden und die davon ausgehenden und sich daran anschließenden feinen Gefäße können in das MR-Bild übertragen werden.

Die Erfindung ist nachfolgend anhand eines in der Zeichnung dargestellten Ausführungsbeispiels näher erläutert.

Im unteren Teil der Zeichnung ist ein MR-System 29 zur Darstellung von Bildern eines Patienten mit Hilfe der Magnetresonanz beschrieben. Es ist ein Spulensystem 1 dargestellt, das vier Magnetspulen 2, 3, 4, 5 aufweist, die von einem Magnetnetzgerät 6 gespeist sind und ein homogenes Magnetfeld in z-Richtung (Längsrichtung des Patiententisches) erzeugen. Zur Erzeugung eines Feldgradienten dienen Gradientenspulen 7. Aufgrund des erzeugten Feldgradienten wird bei Zuführung eines Hochfrequenzimpulses zu einer Hochfrequenzspule 9 die Kernresonanz nur in einer bestimmten Schicht eines im Spulensystem liegenden Patienten 10 angeregt. Dies ist deshalb der Fall, weil zu jeder Frequenz des Anregungsimpulses eine bestimmte magnetische Flußdichte gehört und nur dort, wo diese Flußdichte auch herrscht, die Anregung erfolgt. Die Anregungsimpulse werden durch einen Hochfrequenzoszillator 11 erzeugt und der Hochfrequenzspule 9 über einen Modulator 12 und einen Sendeverstärker 13 zugeführt.

Nach dem Ende eines Anregungsimpulses werden die erzeugten Kernspins durch die Hochfrequenzspule 9 ausgelesen und entsprechende Signale über einen Signalverstärker 14 und einen phasenempfindlichen

Gleichrichter 15 einem Prozeßrechner 16 zugeführt. Der phasenempfindliche Gleichrichter 15 wird vom Hochfrequenzoszillator 11 hierzu nach dem Ende eines Hochfrequenzimpulses entsprechend aktiviert. Aufgrund des erzeugten Feldgradienten können die ausgewählten Frequenzen bestimmten Orten in der untersuchten Schicht des Patienten 10 zugeordnet werden. Ändert man die Richtung der Feldgradienten in x- und y-Richtung, so ist es möglich, aus den ausgewählten Signalen ein Bild der untersuchten Schicht mit Hilfe des Prozeßrechners 16 zu berechnen und auf einem Monitor 17 wiederzugeben.

Durch Erzeugung von Bilddaten mehrerer paralleler Schichten des Patienten 10 ist auch ein dreidimensionales Bild erzeugbar.

Im oberen Teil der Zeichnung ist ein Zweiebenen-Angiographiesystem 18 mit zwei C-Bogen 19, 20 dargestellt, welche an ihren Enden einen Röntgenstrahler 21, 22 und einen Röntgenbildverstärker 23, 24 tragen. Der Röntgenstrahler 22 und der Röntgenbildverstärker 23 sowie der Röntgenstrahler 21 und der Röntgenbildverstärker 24 sind jeweils zueinander ausgerichtet. Die Zentralstrahlen der beiden Röntgenstrahler 21, 22 sind dabei in einer Ebene um 90° gegeneinander versetzt. Dadurch ist es möglich, einen auf einem Tisch 25 liegenden Patienten in zwei zueinander senkrechten Richtungen zu durchstrahlen und demgemäß im Prinzip ebenfalls dreidimensionale Bilder zu erzeugen.

Das Angiographiesystem 18 weist einen Elektronikschrank 26 auf, der die Aufnahmeeinheiten 21, 24; 22, 23 speist und steuert und die Bilddaten der Röntgenbildverstärker 23, 24, die mit Hilfe von Fernsehkameras aufgenommen werden, empfängt und mittels eines Rechners 27 zu einem auf einem Monitor 28 wiedergebaren Bild verarbeitet.

Mit Hilfe des Angiographiesystems 18 ist es insbesondere möglich, durch geeignete Injektion von Kontrastmittel in den Patienten Leer- und Füllungsbilder von Blutgefäßen zu erzeugen, aus denen mit Hilfe des Rechners 27 digitale Subtraktionsangiographien erzeugt werden.

Die Bilddaten des Rechners 27 werden dem Prozeßrechner 16 des MR-Systems 29 zugeführt und ergänzen die vom Prozeßrechner 16 berechneten Bilddaten. Auf dem Monitor 17 kann demgemäß insbesondere ein dreidimensionales Bild des Patienten 4 erzeugt werden, in dem die Blutgefäße sehr genau dargestellt sind. Hierzu kann folgendermaßen vorgegangen werden:

Mit Hilfe des MR-Systems 29 werden in einem dreidimensionalen Bild durch Wahl geeigneter, den Blutfluß betonender Impulssequenzen, Gefäße bis herab zu einigen Millimetern Durchmesser sichtbar gemacht. Diese Gefäße sind auch in den vom Angiographiesystem 18 erzeugten angiographischen Transmissionsbildern des selben Patienten sichtbar und werden rechnerisch mit den im MR-Bild erkannten Gefäßen dreidimensional koordinatengetreu zur Deckung gebracht. Dabei werden auch die dünneren, im MR-Bild nicht mehr erkennbaren Gefäße aus den angiographischen Transmissionsbildern in das MR-Bild dreidimensional hineininterpoliert. Demgemäß kann die Diagnostikanlage folgendermaßen betrieben werden:

1. Man erstellt von dem Patienten 10 mit Hilfe des MR-Systems 29 ein dreidimensionales MR-Bild und nach Umlagerung eine Zweiebenen-Angiographie mit Hilfe des Angiographiesystems 18. Die Bilder werden dabei im gleichen Maßstab erzeugt, wobei

bei der Angiographie der Vergrößerungsfaktor und die Verzerrung durch die Zentralprojektion korrigiert werden.

2. Man sucht und beschreibt im MR-Bild den Gefäßbaum bei großen Gefäßen. 5

3. Man ordnet die großen Gefäße aus den Angiographiebildern denen des dreidimensionalen MR-Bildes zu.

4. Man überträgt auch die dünnen Gefäße der Angiographiebilder in das dreidimensionale MR-Bild. 10

Zur Erhöhung der Genauigkeit kann anstelle der beschriebenen Zweiebenen-Angiographie auch eine Vier-ebenen- oder Sechsebenen-Angiographie durchgeführt werden. 15

Allgemein wird also bei der beschriebenen Diagnostikanlage so vorgegangen, daß zunächst ein Bild mit einem ersten Bildaufnahmesystem angefertigt wird. Die Bilddaten werden rechnerisch mit Bilddaten eines danach mit einem zweiten Bildaufnahmesystem aufgenommenen Bildes, das auf den gleichen Maßstab wie das erste Bild gebracht worden ist, so kombiniert, daß beide Bilder zur Deckung gebracht werden, daß also entsprechende Bilddaten einander zugeordnet werden. 20

25

Patentansprüche

1. Medizinische Diagnostikanlage mit zwei unterschiedlichen bildgebenden Systemen (18, 29), sowie je einem Bildrechner (16, 27) für jedes System (18, 30 29), dadurch gekennzeichnet, daß die Bilddaten des ersten Systems (18) den Bilddaten des zweiten Systems (29) maßgerecht überlagert werden.

2. Medizinische Diagnostikanlage nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Bildrechner (16, 35 27) so ausgebildet sind, daß die Bilddaten dreidimensionalen Bildern zugeordnet sind.

3. Medizinische Diagnostikanlage nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß das erste System (18) ein Angiographiesystem und das zweite 40 System (29) ein Schnittbildsystem ist.

4. Medizinische Diagnostikanlage nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, daß das zweite System (29) ein MR-System ist.

5. Verfahren zum Betrieb einer Diagnostikanlage 45 nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, daß zunächst ein Bild mit dem ersten System (18) in Form von Bilddaten aufgenommen wird und daß diese Bilddaten den entsprechenden Bilddaten des danach mit dem zweiten System (29) 50 im gleichen Maßstab angefertigten Bildes zugeordnet werden.

Hierzu 1 Seite(n) Zeichnungen

55

60

65

